

RADIATION DETECTOR

Publication number: JP9073144

Publication date: 1997-03-18

Inventor: TAGO AKIRA

Applicant: CANON KK

Classification:

- International: G21K5/02; G01T1/20; G03B42/02; G21K5/02;
G01T1/00; G03B42/02; (IPC1-7): G03B42/02;
G01T1/20; G21K5/02

- European:

Application number: JP19950250246 19950904

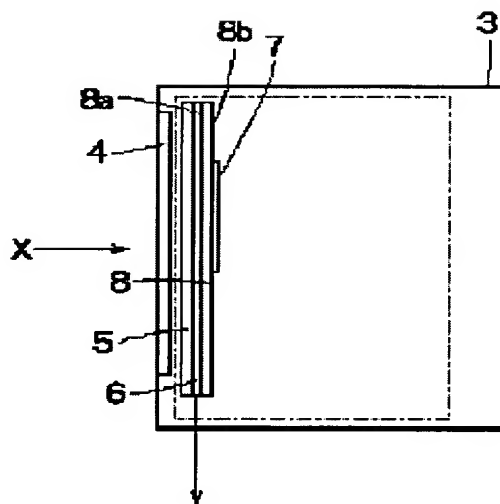
Priority number(s): JP19950250246 19950904

Report a data error here

Abstract of JP9073144

PROBLEM TO BE SOLVED: To appropriately set radiation dose irradiating an object.

SOLUTION: This radiation detector shown by a chain line is provided in an image pickup device 3, and a planar scintillator 5 emitting light by radiation X transmitted through a person to be photographed, an optical image detection part 6 and a light quantity monitor part 7 are arranged from a radiation incident surface 4 side in the device 3. Many solid-state photodetecting elements are two-dimensionally formed on the front surface of a transparent glass substrate 8 by a photolithographic method at the optical image detection part 6 bonded with the scintillator 5. The solid-state photodetecting element is formed on the back surface of the substrate 8 by the photolithographic method at the monitor part 7 so as to detect the light transmitted through the substrate 8 and reaching the back surface of the substrate 8 out of the light to which the radiation X is converted by the scintillator 5. Then, the irradiation of radiation X is stopped when a light quantity obtained by the monitor part 7, that means, the radiation dose attains a specified quantity.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

4/4

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-73144

(43) 公開日 平成9年(1997)3月18日

(51) IntCl ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 3 B 42/02			G 0 3 B 42/02	Z
G 0 1 T 1/20			G 0 1 T 1/20	A
G 2 1 K 5/02			G 2 1 K 5/02	X

審査請求 未請求 請求項の数 6 F D (全 7 頁)

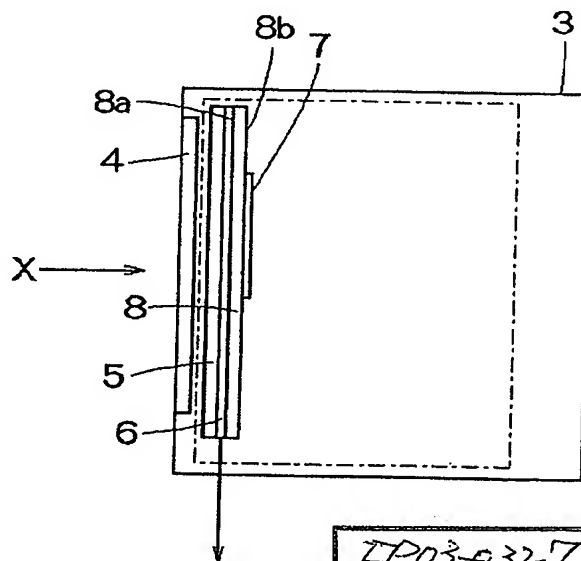
(21) 出願番号	特願平7-250246	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成7年(1995)9月4日	(72) 発明者	多胡 晃 神奈川県川崎市中原区今井上町53番地 キ ヤノン株式会社小杉事業所内
		(74) 代理人	弁理士 日比谷 征彦

(54) 【発明の名称】 放射線検出装置

(57) 【要約】

【目的】 対象物に照射する放射線量を適切な量とする。

【構成】 撮像装置3内には鎖線で示した放射線検出器が設けられ、放射線入射面4側から、被撮影者を透過した放射線Xにより発光する平面状のシンチレータ5、光像検出部6、光量モニタ部7が配置されている。シンチレータ5と接合された光像検出部6は、透明なガラス基板8の前面にフォトリソグラフィ法によって二次元状に多数個の固体光検出素子が形成されている。光量モニタ部7はガラス基板8の後面に固体光検出素子がフォトリソグラフィ法により形成されていて、シンチレータ5によって放射線Xが変換された光のうち、ガラス基板8を透過してガラス基板8の後面に達する光を検出する。そして、光量モニタ部7で得られた光量つまり放射線量が所定量に達すると放射線Xの照射を停止する。



FP03-0327 -00CN-HP
'07.9.28
OA

【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射線源から発せられ対象物を透過した放射線の強度分布を検出する放射線検出装置であって、放射線の強度分布に応じて発光するシンチレータと、該シンチレータの後方に配した透明な基板上の前面に二次元状に固体光検出素子を形成した光像検出手段と、該光像検出手段の後方に配し前記シンチレータからの発光光のうち前記基板を透過した光量を検出する光量モニタ手段とを有することを特徴とする放射線検出装置。

【請求項2】 前記光量モニタ手段は固体光検出素子から成る請求項1に記載の放射線検出装置。

【請求項3】 前記光量モニタ手段は前記基板を透過する光のうち或る特定の範囲の透過光を検出する請求項1に記載の放射線検出装置。

【請求項4】 前記光像検出手段の固体光検出素子から信号を読み出すための信号線は透明電極とした請求項1に記載の放射線検出装置。

【請求項5】 前記光量モニタ手段の固体光検出素子の電極を透明とした請求項2に記載の放射線検出装置。

【請求項6】 放射線源から発せられ対象物を透過した放射線により放射線画像を得る放射線撮影装置であって、放射線の強度分布に応じて発光するシンチレータと、該シンチレータの後方に配した透明な基板上の前面に二次元状に固体光検出素子を形成した光像検出手段と、該光像検出手段の後方に配置し前記シンチレータからの発光光のうち前記基板を透過した光量を検出する光量モニタ手段と、該光量モニタ手段の出力に応じて放射線照射を遮断するための信号を出力する放射線遮断信号出力手段とを有することを特徴とする放射線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、対象物に照射される放射線量を最適に検出し得る放射線検出装置及び放射線撮影装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 対象物に放射線を照射し、対象物を透過した放射線の強度分布を検出し、対象物の放射線画像を得る方法は、工業用の非破壊検査や医療診断の場で広く一般に利用されている。

【0003】 対象物の放射線画像を得るための具体的な撮影方法で最も一般的な方法は、放射線で蛍光を発する蛍光板（又は増感紙）と銀塩フィルムを組み合わせ、放射線を対象物を介して照射し、蛍光板で放射線を可視光に変え、銀塩フィルム上に潜像を形成した後に、この銀塩フィルムを化学処理し、放射線画像を得る方法である。この撮影方法で得られた放射線画像はアナログ写真

【0004】 一方、近年のデジタル技術の進歩により、放射線画像を電気画像信号に変換し、この電気画像信号に画像処理を施した後に可視像としてCRT等に再生す

ることにより、診断能の高い高画質の放射線画像を得ることが行われている。

【0005】 放射線画像を電気信号に変換する方法の一例として、例えば前述のように蛍光板と銀塩フィルムを組み合わせ撮影して、得られた放射線写真フィルムに記録された放射線画像に光を照射し、放射線写真フィルムを透過した光をCCD等で光電的に読み取り電気画像信号に変換する方法があり、装置としては所謂フィルムディジタイザと呼ばれている。

【0006】 また、近年の半導体プロセス技術の進歩により、石英ガラスから成る基板上にアモルファス半導体膜を挟んで透明導電膜と導電膜から成る固体光検出素子をマトリクス状に配列した固体光検出器の製作が可能になり、この固体光検出器と放射線を可視光に変換するシンチレータを積層した放射線検出器が、特開昭59-211263号公報で提案されている。

【0007】 この放射線検出器においては、対象物を透過した放射線を照射することにより、放射線がシンチレータで可視光に変換され、この可視光が固体光検出素子の光電変換部により電気信号として検出される。この電気信号は各固体光検出素子から所定の読出方法により読み出され、この信号をA/D変換し放射線画像信号を得る。この放射線画像信号は後段の画像信号処理装置により種々の信号処理がなされた後に、CRT等の再生手段により放射線画像として再生され、医者によって読影、診断される。

【0008】 一方、米国特許第5,381,014号では、石英ガラスから成る基板上にアモルファス半導体膜を挟んで透明導電膜と導電膜から成る固体検出素子をマトリクス状に配列した固体検出器を1枚の基台上に複数枚接合することによって、14インチ×17インチの大型のセンサを実現している。この米国特許第5,381,014号では、放射線検出層としてはセレンウム層が用いられている。

【0009】 ところで、医療診断に用いられる放射線撮影において重要なことの1つに、被検体に対する放射線被曝を最小にしながら、最大の診断能を有する高画質の放射線画像を得るということがある。

【0010】 銀塩フィルム/蛍光板（又は増感紙）を用いた撮影方法では、銀塩フィルム/蛍光板（又は増感紙）から成る放射線検出器の放射線量に対するダイナミックレンジが狭いため、被検体を透過し銀塩フィルム/蛍光板（又は増感紙）に入射する放射線の量が不適切であると露光アンダや露光オーバを生じ、診断に適さない放射線画像になってしまうという問題点がある。

【0011】 このため、従来の銀塩フィルム/蛍光板（又は増感紙）を放射線検出器として用いた撮影では、所謂フォトタイマを用いた撮影方法が行われている。このフォトタイマは一般的には放射線検出器とは別体に構成され、被検体と放射線検出器の間に配置される。フォ

3

トタイマの一例としては、アクリル樹脂板から成る基板に蛍光体を薄く塗り、この蛍光体の放射線照射による発光をアクリル樹脂板をライトガイドとして端面に取り出し、電子増倍管に導いて検出して電気信号に変換し、この電気信号量に基づいて、放射線の照射時間を制御するという方法がある。

【0012】一方、固体光検出素子をマトリクス状に配列した固体光検出器と放射線を可視光に変換するシンチレータを積層した放射線検出器は、銀塩フィルム／蛍光板（又は増感紙）から成る放射線検出器に比べると、放射線量に対するダイナミックレンジは広く、また電気信号に変換された画像信号を画像処理することができる。従って、銀塩フィルム／蛍光板（又は増感紙）を使用する撮影方法に比べて、入射放射線量の制御は厳密である必要はない。

【0013】しかし、放射線検出器への入射放射線量が少ないと、放射線光子の揺らぎにより放射線画像の粒状性が悪化し、診断能を低下させるという問題がある。また、放射線量を予め多く設定しておけば、粒状性の良い高画質の放射線画像が常に得られるが、被検体の被曝線量が増えるという問題が生ずる。特に、この被検体に体する被曝線量の低減は、今日の放射線診断において重要な課題のうちの1つである。

【0014】従って、固体光検出素子をマトリクス状に配列した固体光検出器と放射線を可視光に変換するシンチレータを積層した放射線検出器を用いた撮影方法にも、同様に被検体に対する放射線被曝を最小に抑えながら、高画質の放射線画像を得るためにフォトタイマを使用することが望ましい。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、フォトタイマを放射線検出器と別体に設けると、コストの上昇、装置の複雑化、大型化を招くという欠点を有する。また、フォトタイマを被検体と放射線検出器の間に設けると、フォトタイマで放射線が吸収されるため、その分だけ被検体の放射線被曝が増えるという欠点も有する。

【0016】また、フォトタイマに入射した放射線がフォトタイマ内で散乱し、所謂散乱X線を全方位に生ずるため、この散乱X線が放射線検出器に入射し、放射線画像のコントラストの低下を招くという欠点を有する。

【0017】フォトタイマを放射線検出器の放射線源に対する反対側、即ち放射線検出器の後方に配置する方法も考えられる。米国特許第5,381,014号に記載されているように、大型の固体光検出器を半導体プロセスで製作するためには、基台の上に複数枚のガラス基板上に半導体プロセスで固体検出素子を形成した固体光検出器を端面を接して接合するという方法が、現在の半導体固体光検出器の製造プロセスを考えると一般的である。例えば、14インチ×17インチというような大面積の光検出器を1枚で構成しようとすると、特別に大型

4

の半導体製造装置の導入、製造上の歩留りという点から見て、実現性は困難である。

【0018】同様に、例えば固体光検出器とシンチレータを組み合わせた放射線検出器で14インチ×17インチというような大型の放射線検出器を製作するためには、基台上的複数枚のガラス基板上に半導体プロセスで固体光検出素子を形成した固体光検出器を端面を接して接合する方法が適当である。このとき、基台と固体光検出器のガラス基板の熱膨張係数を揃えるため、基台の材質は基板と同材質であるガラスが一般的には用いられる。基台の厚さは機械的強度を保つために、例えば3mmの厚さのものが用いられる。

【0019】上述のようなガラス基板とガラス基台の後方にフォトタイマを配置すると、放射線診断に使用する40keV～80keVのエネルギーを持つ放射線のフォトタイマへの入射放射線量は、固体光検出素子への入射放射線量の1/10以下になってしまい、感度が不足するという問題点がある。

【0020】このような問題点を解決するために特開平7-72259号公報では、放射線検出器に放射線が照射されている最中に、放射線検出器の固体光検出器を構成する多数の固体光検出素子のうち、検出器全面に渡って予め設定された固体光検出素子からの出力を、短い周期で複数回読み出し、その信号に基づいて放射線の放射線源からの照射を遮断する方法が提案されている。この中の実施例では、固体光検出素子の構造として、所謂pin構造の半導体素子が説明されているが、光検出素子にはpin構造以外の構造のものもあり、ショットキー型はその一例である。

【0021】このように、固体光検出素子には種々の構造のものがあるが、構造によっては前述の特開平7-72259号公報に開示されたように、放射線検出器に放射線が照射されている最中に固体光検出素子からの出力を読み出すと、固体光検出素子のS/N比が低下するものもある。このような構造の固体光検出素子では、放射線の照射が終了した後に、各固体光検出素子から信号を一括して読み出すことが望ましい。このような信号読出方法が望ましい固体光検出素子を、二次元状に配置した固体光検出器とシンチレータを組み合わせた放射線検出器においては、特開平7-72259号公報に開示された方法により被検体に対する放射線量を制御することは、放射線画像の画質の低下を招くので望ましくない。

【0022】一方、本出願人は注入阻止層が1箇所のみで光の入射量が検出することができ、プロセスの最適化が容易でかつ歩留まりを向上し、製造コストの低減が可能で、S/N比の高い低コストの固体光検出素子を提案している。

【0023】本発明の第1の目的は、上記の欠点に鑑みて、コストの上昇、装置の複雑化、大型化、また被検体の被曝線量の増大、放射線画像の画質低下を招かずに、

5

適切な放射線量の照射を受けるための放射線検出を行うことを可能とした放射線検出装置及び放射線撮影装置を提供することにある。

【0024】本発明の第2の目的は、固体光検出素子として如何なる構造の固体光検出素子を用いた場合でも、被検体に対する放射線量を最小に保ちながら、高画質、高S/N比の放射線画像を得ることのできるような放射線検出が可能な放射線検出装置及び放射線撮影装置を提供することにある。

【0025】

【課題を解決するための手段】上述の目的を達成するための本発明に係る放射線検出装置は、放射線源から発せられ対象物を透過した放射線の強度分布を検出する放射線検出装置であって、放射線の強度分布に応じて発光するシンチレータと、該シンチレータの後方に配した透明な基板の前面に二次元状に固体光検出素子を形成した光像検出手段と、該光像検出手段の後方に配し前記シンチレータからの発光光のうち前記基板を透過した光量を検出する光量モニタ手段とを有することを特徴とする。

【0026】また、上述の目的を達成するための本発明に係る放射線撮影装置は、放射線源から発せられ対象物を透過した放射線により放射線画像を得る放射線撮影装置であって、放射線の強度分布に応じて発光するシンチレータと、該シンチレータの後方に配した透明な基板の前面に二次元状に固体光検出素子を形成した光像検出手段と、該光像検出手段の後方に配置し前記シンチレータからの発光光のうち前記基板を透過した光量を検出する光量モニタ手段と、該光量モニタ手段の出力に応じて放射線照射を遮断するための信号を出力する放射線遮断信号出力手段とを有することを特徴とする。

【0027】

【発明の実施の形態】以下に本発明を図示の実施例に基づいて詳細に説明する。図1は本発明の放射線検出装置による放射線撮影状態の構成図であり、被撮影者Sの胸部放射線像を撮影する場合を示している。放射線Xを発生する放射線源1の前方に支持手段2に支持された撮像装置3が配置され、撮像装置3の放射線入射面4には放射線診断を受ける被撮影者Sが位置する。

【0028】図2は撮像装置3の第1の実施例の構成図である。撮像装置3内には鎖線で示した放射線検出器が設けられ、放射線入射面4側から、被撮影者Sを透過した放射線Xにより発光する平面状のシンチレータ5、光像検出部6、光量モニタ部7が配置されている。

【0029】シンチレータ5としては、 GdO_2 、 $S:Tb$ 、 $CaWO_4$ 、 $CsI:Tl$ 、 $CaI:Na$ 等の蛍光体や、蛍光体をファイバプレート中にドーピングした所謂シンチレーションファイバ等の種々のものが用いられる。光像検出部6はシンチレータ5と接合され、透明なガラス基板8の前面にフォトリソグラフィ法によって二次元状に多数個の固体光検出素子が形成されている。ま

6

た、光量モニタ部7はガラス基板8の後面に固体光検出素子がフォトリソグラフィ法により形成されていて、シンチレータ5によって放射線Xが変換された光のうち、ガラス基板8を透過してガラス基板8の後面に達する光を検出するようになっている。

【0030】図3は光量モニタ部7の正面図であり、光量モニタ部7を構成する光検出素子の配置を示している。光量モニタ部7のセンサ部はフォトタイマの採光野に相当し、この採光野の形状、大きさ、配置位置、個数は、被撮影者Sの対象となる撮影部位によって様々な種類とすることができる。図3では胸部放射線撮影に好適な一例であり、光量モニタ部7は3個の光検出素子7a、7b、7cで構成されている。光検出素子7a、7b、7cのそれぞれの大きさは、例えば 30×50 mmである。なお、破線S'は被撮影者Sの胸部像を示し、光検出素子7aは右肺野部に、7bは左肺野部に、7cは縦隔部に相当するようにそれぞれ配置されている。

【0031】1枚のガラス基板の両面に光検出素子をフォトリソグラフィ法で形成すると、最初に素子を形成した面は、他面に素子を形成する際のベース面となるために傷付き易いが、膜厚、電極寸法等に十分に余裕を持たせることによって、この問題を克服できる。つまり、多少の傷が付いても光検出素子としての機能が保持できるようにプロセス設計を行えばよい。従って、本実施例においては、先ず光検出素子7a、7b、7cを透明なガラス基板8にプロセスし、次に光像検出部6を形成する固体光検出素子6aをプロセスするという手順を採ることが好適である。

【0032】これらの光検出素子7a、7b、7cの出力は、検出回路11、3個の積分回路12a、12b、12c、演算回路13a、13b、13c、放射線遮断信号を出力する比較回路14に順次接続されている。なお、これらの電気回路は撮像装置3内に収納されているが、比較回路14に接続されている設定回路15は撮像装置3の外部に設けられている。

【0033】図4は光像検出部6及び光量モニタ部7を構成する固体光検出素子の一例としてのpin型フォトダイオードのセンサ構造を示している。光像検出部6を構成する固体光検出素子6aにおいては、透明なガラス基板8の面8aにフォトリソグラフィ法によりパターン形成した導電膜から成る信号線21、22が設けられ、アモルファスシリコン23と透明電極24から成る光電変換部としてのpin型フォトダイオード部25と、アモルファスシリコン26内に転送電極27を有する転送部としての薄膜トランジスタ(TFT)28とにより構成されている。

【0034】転送電極27はゲートであり図示しない走査線に接続され、信号線22はドレインであり図示しない信号線に接続されている。そして、このように構成された複数個の固体光検出素子6aはマトリクス状に配置

されている。なお、転送電極27、信号線22は透明な電極でも不透明な電極でもよいが、透明な電極のほうがガラス基板8を透過する光が多くなるので望ましい。

【0035】光像検出部6では、放射線の照射により発光したシンチレータ5の光がフォトダイオード部25に入射し、このフォトダイオード部25において入射した光の強度に対応した量の信号電荷が発生し蓄積される。次に、走査線に接続された図示しない信号読出回路から走査線に所定の走査信号が送られ、走査線に接続されたゲートとしての転送電極27に電圧が印加され、信号線21、22間を電流が流れる状態となる。即ち、フォトダイオード部25で発生した信号電荷は、薄膜トランジスタ28を通じて、図示しない転送レジスタに転送されて出力されることになる。

【0036】一方、光量モニタ部7を構成する光検出素子7a、7b、7cにおいては、ガラス基板8の光像検出部6が配置された面8aと反対側の面8b上に、フォトリソグラフィ法によりパターン形成したITO膜等の透明導電膜から成る信号線29、30が設けられ、アモルファスシリコン31と透明電極32から成る光電変換部としてのpin型フォトダイオード部33と、アモルファスシリコン34内に転送電極35を有する転送部としての薄膜トランジスタ36とにより構成されている。なお、転送電極35はゲートであり図示しない走査線に接続され、信号線30はドレインであり図示しない信号線に接続されている。

【0037】光量モニタ部7においては、放射線Xの照射により発光したシンチレータ5の光のうち、光像検出部6及びガラス基板8を透過した光が、フォトダイオード部33に入射し、このフォトダイオード部33において入射した光の強度に対応した量の信号電荷が発生し蓄積される。次に、走査線に接続された図示しない信号読出回路から走査線に所定の走査信号が送られ、走査線に接続されたゲートとしての転送電極35に電圧が印加され、信号線29、30間を電流が流れる状態となる。即ち、フォトダイオード部33で発生した信号電荷は、薄膜トランジスタ36を通じて検出される。

【0038】放射線撮影に際して、先ず光像検出部6及び光量モニタ部7の各素子の各出力値がリセットされ、暗電流の影響を除去する。次いで、放射線Xが放射線源1から出射され被撮影者Sに照射される。この放射線Xの被撮影者Sに対する照射とほぼ同時に、フォトダイオード部33の走査線に接続された検出回路11から、走査線に所定の走査信号が送られ、走査線に接続されたゲートとしての転送電極35に電圧が印加され、信号線29、30間を電流が流れる状態となる。

【0039】放射線Xは被撮影者Sで一部が吸収されるが、被撮影者Sを透過した放射線Xは被撮影者Sの放射線画像情報を担っている。被撮影者Sを透過した放射線Xは、光密に保たれた撮像装置3の放射線入射面4を透

過した後に、放射線検出器に入射する。放射線検出器に入射した放射線Xはシンチレータ5に入射し可視光に変換される。この可視光は被撮影者Sの放射線画像情報を有し、光像検出部6のフォトダイオード部25により検出される。その検出信号はシンチレータ5の発光強度に応じた電荷として、各固体光検出素子6aに蓄積される。

【0040】一方、放射線Xの照射により発光したシンチレータ5による光のうち、光像検出部6及びガラス基板8を透過した光は、面8b上の光量モニタ部7のフォトダイオード部33に入射する。フォトダイオード部33において信号線29は透明電極であるため、フォトダイオード部33に入射した光の強度に対応した量の信号電荷が発生する。

【0041】フォトダイオード部33には、既に走査線に接続された検出回路11から走査線に所定の走査信号が送られ、走査線に接続されたゲートとしての転送電極35に電圧が印加し、信号線29、30間を電流が流れる状態となっている。従って、フォトダイオード部33で発生した信号電荷は、薄膜トランジスタ36を通じて検出回路11によって連続的に検出され、積分回路12a、12b、12cでそれぞれ加算される。このようにして、シンチレータ5が発光した光のうちガラス基板8を透過した光を光量モニタ部7で検出することにより、照射された放射線の量をほぼリアルタイムに検出することができる。

【0042】積分回路12a、12b、12cの各出力は、演算回路13a、13b、13cでそれぞれ重み付けが行われ、その出力は比較回路14において設定回路15より予め設定された最適値である設定値と比較される。この比較の結果、出力が設定値に達していない場合は、放射線検出器への放射線Xの照射は継続され、設定値に達した場合は、比較回路14から放射線Xの照射を遮断すべき旨の遮断信号を出力し、例えば放射線源1の動作を停止して放射線照射を遮断する。

【0043】上述の作用により、被撮影者Sの放射線画像を高画質で得るための放射線量をリアルタイムに最適に制御することができる。その後に、光像検出部6の固体光検出素子6aのフォトダイオード部25の走査線に接続された図示しない画像情報読出回路から走査線に所定の走査信号が送られ、走査線に接続されたゲートとしての転送電極27に電圧が印加し、信号線21、22間を電流が流れる状態となる。従って、フォトダイオード部25で発生した信号電荷は、薄膜トランジスタ28を通じて画像情報読出回路によって読み出され、被撮影者Sの放射線画像情報を得ることができる。

【0044】実施例の説明では、光像検出部6及び光量モニタ部7の光検出素子の一例として、図4に示すような構造の固体光検出素子を示したが、固体光検出素子の構造はこれに限るものではなく、シンチレータ5で発光

した光を検出できるものであれば、この構造に限定されるものではない。また、光量モニタ部7は固体光検出素子に限定されるものではなく、フォトダイオード等の一般的な光検出素子をガラス基板8の後方に配置したものでもよい。

【0045】本実施例では、放射線照射量制御のための光量モニタ部7からの信号の読出方法としては、光量モニタ部7から連続的に出力を検出する方法を説明したが、特開平7-71259号公報に開示されたものと同様に、光量モニタ部7からの出力を短い周期で複数回読み出す方法でもよい。また本実施例では、光量モニタ部7からの出力信号をアナログ処理したが、検出回路11で信号を検出した後に、A/D変換を行いデジタル信号に変換した出力信号を同様に処理してもよい。

【0046】図5は第2の実施例を示している。第1の実施例においては、光量モニタ部7は光像検出部6のガラス基板8の後にフォトリソグラフィ法により構成したが、この第2の実施例においては別のガラス基板41上に固体光検出素子が設けられている。

【0047】この場合は、ガラス基板8と光像検出部6、シンチレータ5より構成される画像情報を検出する検出手段と、基板41と光量モニタ部7で構成される光量モニタ部は、それぞれ個別にフォトリソグラフィ法により作成され、組み立ての段階で接着又はビス止め等の固着手段によって所定の位置関係に組み立てられる。なお、この場合には光量モニタ部7の電極は透明とする必要はなく、その他の構成及び作用は第1の実施例と同様である。

【0048】図6は第3の実施例であり、例えば14インチ×17インチ等の大型の放射線検出器に適用した例である。基板42の前面には、図3に示すような光検出素子7a、7b、7cから成る光量モニタ部7がフォトリソグラフィ法により形成されている。更に、ガラス基板8の放射線入射面側に二次元状に配列された固体光検出素子で構成される光像検出部6、具体的には例えば7×8、5インチの4枚のガラス基板8に光像検出部6がマトリクス状に形成され、ガラス基板8の端面を介して接合したものが基板42の前面側に接着等の手段により取り付けられている。接着剤は透明又は半透明な接着剤が用いられ、更に光像検出部6の前面にはシンチレータ5が配置されている。

【0049】この実施例は、複数枚の光像検出部6を接合するための1枚の基板42に、光量モニタ部7を形成した点に特長がある。その作用は第1の実施例に準ずるが、被撮影者Sの放射線画像情報は複数枚の光像検出部6により検出された情報を合成して得られる点が異なる。

【0050】

【発明の効果】以上説明したように本発明に係る放射線検出装置及び用斜線撮影装置は、放射線の照射によりシンチレータで発光した光のうち、光像検出部を透過した光を光像検出部の基板の後方に構成した光量モニタ部でリアルタイムに検出するため、この値を用いて適切な放射線量を得ることができる。このため、従来用いていたフォトタイマが不要になり、コストの低減及び小型化に寄与できる。

【0051】また、従来の方法でフォトタイマを用いた場合に、フォトタイマで放射線が吸収されるため、その分だけ被検体の放射線被曝が増え、またフォトタイマに入射した放射線がフォトタイマ内で散乱し、所謂散乱放射線を全方位に生ずる問題点があるが、本発明ではこのフォトタイマを用いずにシンチレータで発光した光のうち、透明基板を透過した光を検出する構成のため、これらの問題点を解決することができる。更に、シンチレータで発光した光のうち透明基板を透過した光を検出する構成のため、フォトタイマのための高価なシンチレータ層をフォトタイマ用として設ける必要がなく、低コストとなる。

【0052】また、一般的にシンチレータは人体、環境に有害な物質を含むことが多いが、本発明ではシンチレータで発光した光のうち透明基板を透過した光を検出する構成のため、フォトタイマのための新たなシンチレータ層を設ける必要がなく、必要最小限のシンチレータで放射線照射量を最適に制御でき、環境汚染を最小にできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】放射線検出器を用いた放射線撮影状態の構成図である。

【図2】第1の実施例の撮像装置内部の構成図である。

【図3】光量モニタ部の正面図である。

【図4】光像検出部及び光量モニタ部を構成する固体光検出素子の構造図である。

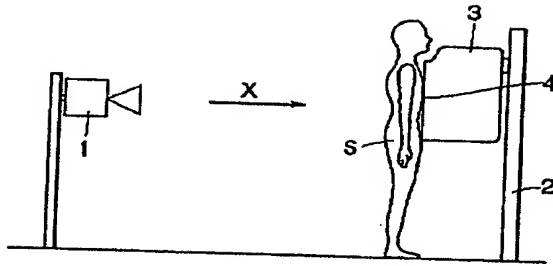
【図5】第2の実施例の構成図である。

【図6】第3の実施例の構成図である。

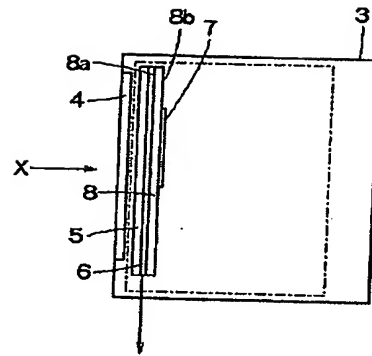
【符号の説明】

- 1 放射線源
- 3 撮像装置
- 5 シンチレータ
- 6 光像検出部
- 7 光量モニタ部
- 8 ガラス基板
- 11 検出回路
- 12 積分回路
- 13 演算回路
- 14 比較回路
- 15 設定回路

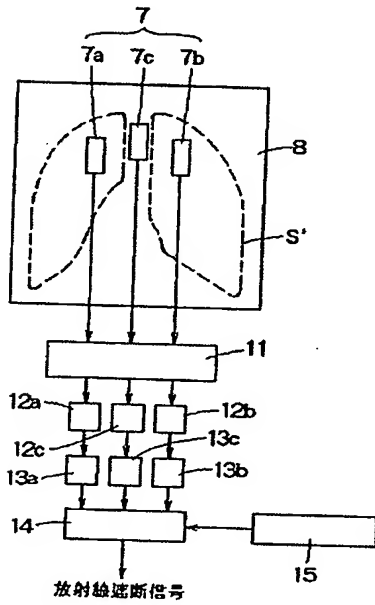
【図1】



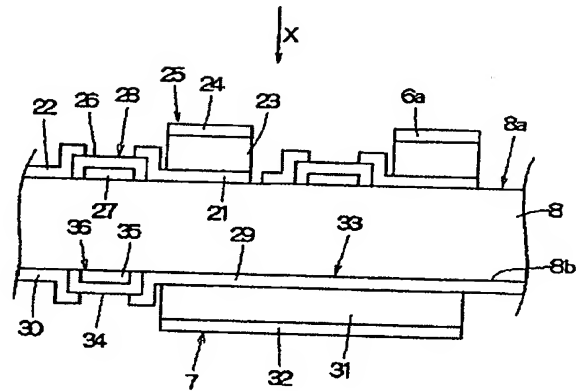
【図2】



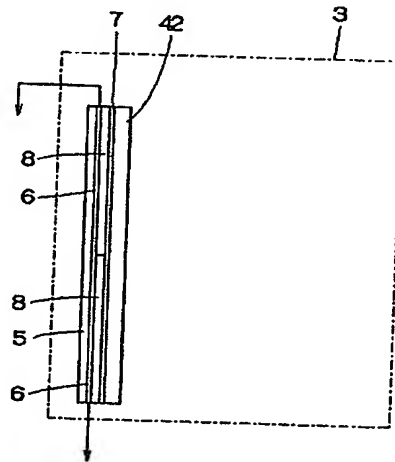
【図3】



【図4】



【図6】



【図5】

